もう一度学ぶ電磁気学の世界

第17回 人体と電磁波（その1）

小暮裕明

ボードの記事　ビギナーズ

人間が住む空間は，特性インピーダンス377 Ωの伝送線路と考えられます（本誌2004年11月号，pp.139-146の連載第7回を参照）．いったん空間へ旅立った電磁波は，広大な宇宙という線路網へ向けて伝搬しますが，途中にある雲や電離層によって線路は不連続になります．空間という名の伝送線路網は，実用上導体で完ぺきに密閉することができないので，電磁波を遮へいするのは至難の業（わざ）です．人体は電磁的には誘電体ですから，電磁波が貫通することで空間を不連続状態にします．一部は体内で熱エネルギーに変換されますから，人体の細胞組織への影響も取りざたされています．一方，電磁波は誘電体に沿って伝わるので，人体を通信ケーブル代わりに利用する「人体通信」も実用化されています．今回は空間に共存している人間と電磁波のかかわりについて調べます．（筆者）

1．誘電体の役割

マイクロストリップ線路やレッヘル線（2平行線路），同軸ケーブルや導波管などの伝送線路は，いずれも導体を電磁界のガイドとして使用しています[(1)]．空間も効率良く電磁波を伝えますが，マイクロストリップ線路などとは異なり，ガイドとなる媒質[注1]すら不要な伝送線路といえます．

空間に誘電体の棒があると，電磁波は棒の中を進みます．光が電磁波であることを思えば，この現象は光ファイバ・ケーブルからも類推できます．空間と誘電体という異なった媒質の境界面では電磁波の一部が透過し，残りは境界面で反射します．誘電率の高い媒質（ここでは誘電体棒）から低い媒質（空気）へ向かう電磁波は，入射角がある角度を超えると透過しなくなります．

光は屈折率の大きい媒質から小さい媒質に入射すると，ある角度からは全反射します．この現象が発生する最小の入射角を臨界角といいますが，誘電体棒の中を進む電磁波にも，これと同じような現象が現れます．

● ミリ波で使われる誘電体線路

導体の表面抵抗は周波数の平方根に比例（本誌2005年6月号，pp.133-140の連載第12回を参照）するため，マイクロ波以上の周波数では，同軸ケーブルなどは電磁波を伝送しづらくなってきます．

導波管線路[(1)]は断面が矩形や円の金属筒ですが，同じ形状の誘電体棒も誘電体線路として使われます．周波数が30 GHz～300GHzのミリ波の回路では，距離が短い場合はマイクロストリップ線路も使われますが，損失を減らすために誘電体線路がよく使われます．

● 誘電体線路のシミュレーション事例

むき出しの誘電体線路では，曲がりなどの不連続部から不要放射があります．そこで2枚の金属板で挟んだ構造のNRDガイド（Non Radiative Dielectric Wave Guide）がミリ波集積回路などで使われています[(2)]．

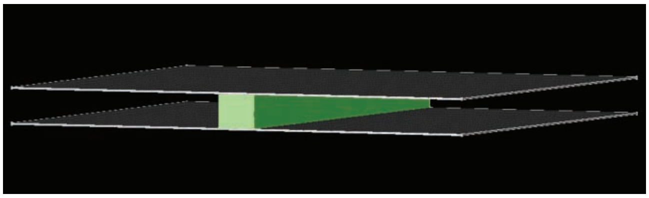


図1　NRDガイドのモデル

60GHzで動作するように設計したMicro-Stripesのモデルである．平板の間隔は2.25mm．誘電体がなければ66GHz以下の周波数で電磁波は伝わらなくなる．

注1：宇宙は電磁波を伝えるエーテルという媒質で満たされていると考えられていた．アインシュタインが相対性理論で電磁波の伝搬に媒質は不要であるという説を発表してから，この概念は用いられなくなった．

導体の並行平板は導波管の側壁を除いた線路のように動作しますが，平板の間隔が動作周波数の波長の1/2以下で，電界が平板に平行なモードの電磁波は伝わらなくなります．導波管には遮断（カットオフ）周波数[3]が存在しますが，このように導体の並行平板にもあります．

図1はMicro-Stripes注2で作成したモデルで，動作周波数60GHz用に設計されたNRDガイドの例です．平板の間隔を2.25mmにしているため，66GHz以下の周波数で電磁波は伝わらなくなります．そこで，図1のような比誘電率2.0の誘電体ストリップを装荷すると，波長短縮効果によって55GHz以上の周波数で伝送できるようになります[2]．

図2は，入力ポート付近の電界のようすです．金属表面には出力ポートへ向かう強い表面電流の分布が観測され，動作周波数60GHzで電磁波が伝わるようになっていることが確認できます（上部の導体板と誘電体ストリップは表示していない）．

図3は，誘電体幅の中点を通る断面における磁界のようすです．波長ごとに周期的なパターンを示しており，回転の向きが反転しているようすがわかります．図4は50GHzの場合です．電磁波が遮断されていることがわかります．

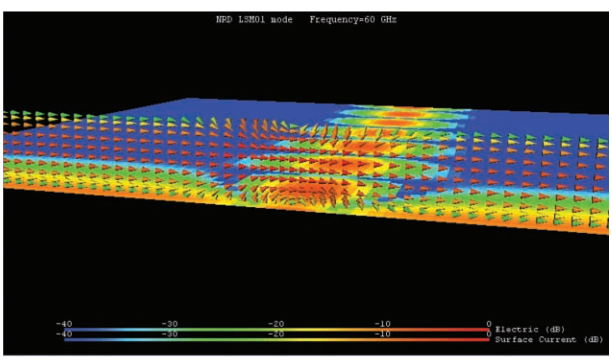


図2　入力ポート付近の電界のようす（60GHz）
金属表面には出力ポートへ向かう強い表面電流の分布が観測され，動作周波数60GHzで電磁波が伝わるようになっていることが確認できる．

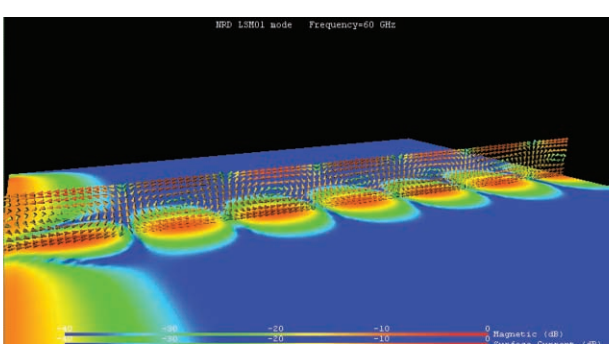


図3　誘電体幅の中点を通る断面における磁界のようす（60GHz）
波長ごとに周期的なパターンを示しており，回転の向きが反転しているようすがわかる．

● 巧みなポケベルのループ・アンテナ

人体は誘電体としてモデリングできますから，身につけて使うことが前提のアンテナは，誘電体の効果を考慮して設計しなければなりません．一方，「電気を誘う」という誘電体の性質を積極的に利用したアンテナ・システムも考案されています．

ポケベル（一般にはページャ：pager）は，小型端末にデータを送信して，着信音を鳴らしたり文字メッセージを送ったりする移動体通信システムの草分けです．日本では1968年に150MHz帯を利用して始まり，その後この帯域が満杯になったので，250MHz帯も使われました．

図5は初期のポケベルに内蔵された微小ループ・アンテナの構造図です[4]．ループは約65mm×13mmの長方形ですから，1波長の2mに比べてかなり小型のアンテナです．1回巻きのループはコイル（L）ですから，コンデンサを直列に装荷して，直列LC共振として同調をとっています．

微小ループは短絡回路ですから強い電流が流れます．このため給電点のインピーダンスの実部（レジスタンス）はきわめて低くなります．そこで図5のようにL型のタップを用いて入力インピーダンスを調整しており，等価回路はタップを切ったインダクタンスとして表現できます．

ポケベルは，文字どおりポケットに入れて使うことを想定して設計されました．このため体内に電磁界が貫通し，図6(a)のようなループ状の電流が体内に発生します．こ

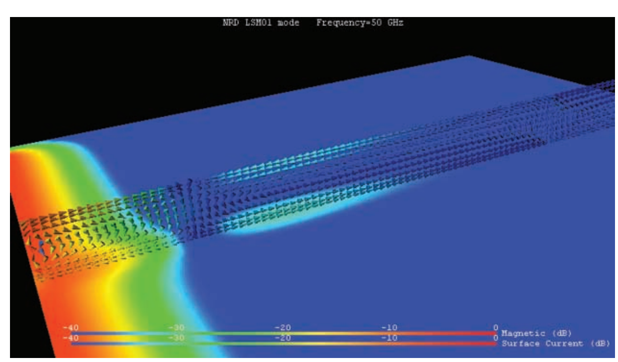


図4　誘電体幅の中点を通る断面における磁界のようす（50GHz）
50GHzでは電磁波が遮断されている．

注2：Micro-Stripes（マイクロストライプス）のWebサイトのURLは http://www.flomerics.com/microstripes/

こで図5の構造図に戻って，装着しているときのループ・アンテナと人体の位置関係に注目してみましょう．ループが筐体の薄いほうの側面にあるので，相互の位置関係はかならず図6(a)のようになり，体内のループ(イメージ・ループと呼ぶ)と実際のループに流れる電流は同じ向きになります．したがって，両者から発生する磁界は互いに強め合います．

一方，電界型の微小ダイポールの場合は，実装上どうしても図6(b)に示すような位置関係になります．このとき体内のイメージ・アンテナの電流は，実際のダイポール・アンテナとは逆向きになり，両者から発生する電界は互いに打ち消し合います．

図6(c)は微小ループ・アンテナと微小ダイポール・アンテナを実際に身につけて測定した，人体近傍の電磁界強度です．どちらのアンテナが勝っているか，優劣を裏づける結果となっています．

人体に装着するアンテナは，どうしてもそのイメージ(影像)から逃れられません．逆にそれを利用して状況を好転させるポケベルのアイデアは巧みです．

2. SARのシミュレーション

● 携帯電話機と人体頭部のモデル

一般に，携帯電話機は頭部に密着した状態で使用されます．電磁気学では生体組織を誘電体として表現しますが，3次元モデルを扱う電磁界シミュレータでは，労をいとわなければ，人体の構造を精密にモデリングできます．

図7は，Micro-Stripesの3D CADを使って，人体頭部と携帯電話機を手入力でモデリングした例です．頭部の内側には，図8に示すように，脳や眼球，鼻腔(びくう)，食道などを，球体や円すいなどのプリミティブ図形を駆使して，実寸で入力しています(5)．

各部の誘電率やtan δについては，表1に示すような研究論文の成果を利用できます．Micro-Stripes Exceedでは，図9のような生体組織のデータが，あらかじめライブラリとして用意されています．左上の欄のaorta(大動脈)，

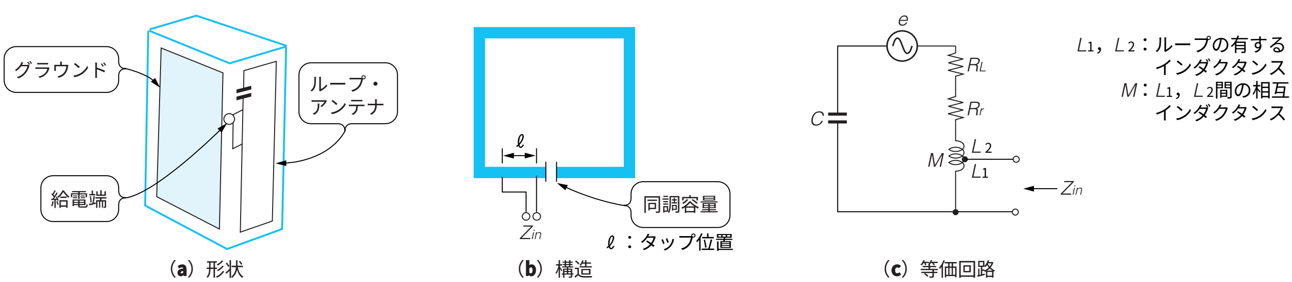


図5　初期のポケベルに内蔵された微小ループ・アンテナの構造図とその等価回路
ループは約65mm×13mmの長方形である．

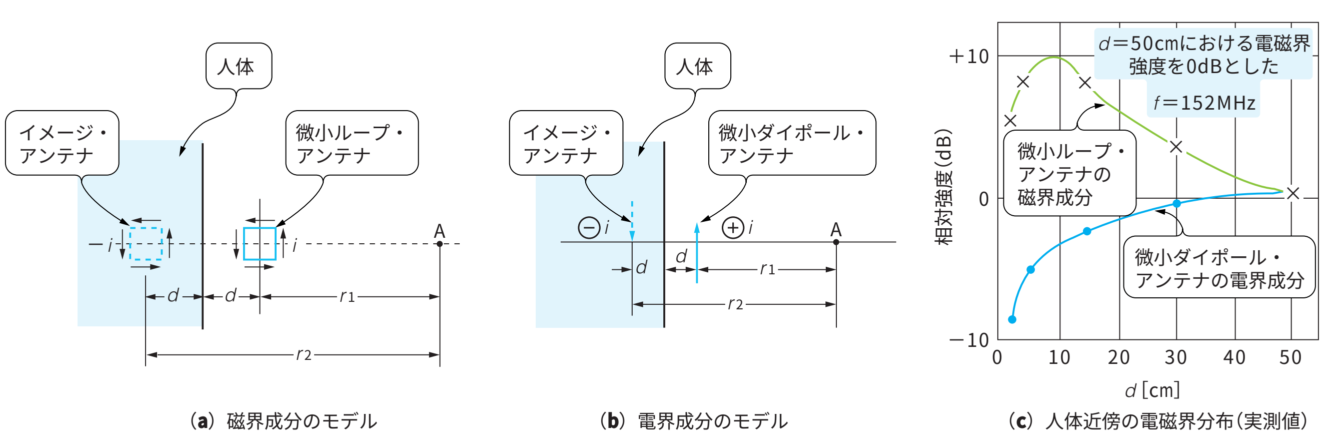


図6　微小アンテナのモデル
(a)はループ・アンテナ，(b)はダイポール・アンテナのモデルである．(c)は微小ループ・アンテナと微小ダイポール・アンテナを実際に身につけて測定した，人体近傍の電磁界強度．

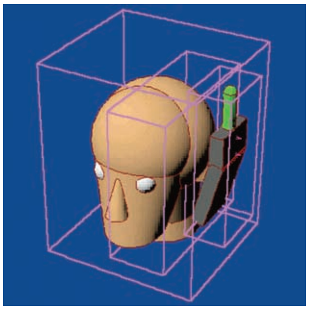


図7　人体頭部と携帯電話機のモデリング
Micro-Stripesの3D CADを使用した．

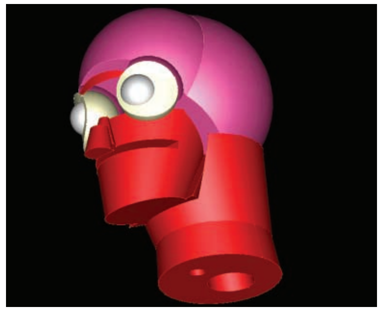


図8　頭部の内部のモデリング
脳，眼球，鼻腔，食道などを，球体や円すいなどのプリミティブ図形で入力した．

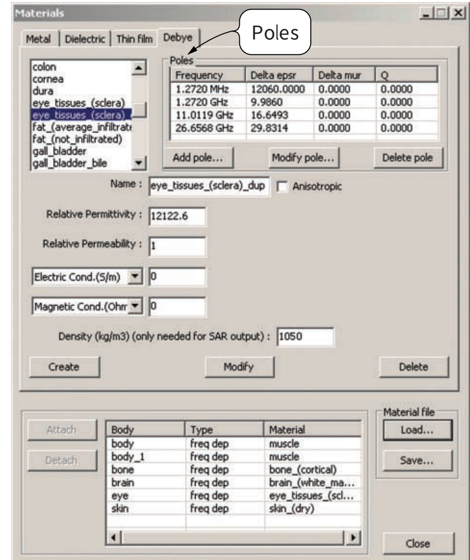


図9　生体組織のデータ
Micro-Stripes Exceedでは，あらかじめライブラリとして用意されている．

表1　代表的な人体の部位と誘電率(7)

部　位	比誘電率ε_r	導電率σ[S/m]	密度ρ[kg/m^3]
骨	20.9	0.33	1850
皮膚	40.7	0.65	1100
脂肪	10	0.17	1100
筋肉	57.4	0.82	1040
脳(灰白質)	53.8	1.17	1030
脳(白質)	34.5	0.59	1030
眼球	67.9	1.68	1010
血液	55	1.86	n/a

bone(骨)，brain(脳)といったように，ほとんどの部位が登録されています．**図9**の右上のPoles(極)という欄には，いくつかの周波数と値が表示されています．これは生体組織の誘電率が周波数に応じて変動するためで，Debye materials(後述するデバイ材質)と呼ばれています．

● SARとは

携帯電話機などが放射する電波については，平成14年(2002年)に法制化されました．規制では，人体側頭部のそばで使用する携帯電話端末などに対して「局所SAR(サー)(Specific Absorption Rate；比吸収率)の許容値が2W/kg」とされています．

SARとは，電波法によれば「電磁界にさらされたことによって任意の生体組織10gが任意の6分間に吸収したエネルギーを10gで除し，さらに6分で除して得た値をいう」(無線設備規則第14条の2)と説明されています．つい，10gの肉を6分間調理することをイメージしてしまいますが，SARの基準値は「毎kg当たり2W以下とするものでなければならない」とされています．

電磁気学の教科書的な定義として，SARは次の式で表されます．

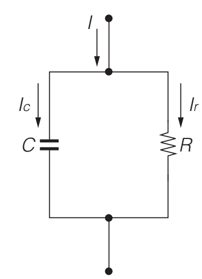


図10
生体組織の等価回路
生体組織は電気的には損失のある誘電体．Cは損失のない誘電体部，Rは誘電体損による損失を表す．

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} \quad [\mathrm{W/kg}] \qquad \cdots\cdots(1)$$

σ：生体組織の導電率[S/m]，E：電界，
ρ：生体組織の密度[kg/m^3]

式(1)の単位から，SARは簡単に「体重1kg当たり，1s(秒)間に吸収されるエネルギー」ともいえます．

生体組織は電気的には損失のある誘電体ですから，**図10**の等価回路が考えられます．ここでCは損失のない誘電体部を表し，Rは誘電体損による損失を表しています．

いまこの回路に電流Iが流れているとすれば，Cに流れる電流I_cと，Rに流れる電流I_rの関係は，**図11**のようになります．誘電体損がなければ，Iの位相は電圧Vに対して90°進みますが，損失があるのでこのようになります．δを誘電損角，φを誘電位相角と呼びます．

このとき吸収されるエネルギーPは，次の式で表され

Column　誘電体損を表す tan δ

絶縁体に電界をかけると，電気分極（物質の電荷の重心がずれる現象）が発生します．この性質が誘電性で，このため絶縁体は誘電体と呼ばれます．本文の**図12**のような誘電体を電極間に充てんしたときの静電容量Cは，真空中のC_0よりも大きくなります．これは電気分極のためですが，その比が比誘電率ε_rです．

$$\varepsilon_r = \frac{\varepsilon}{\varepsilon_0} = \frac{C}{C_0} \quad \cdots\cdots (A\text{-}1)$$

ここでε_0は真空の誘電率

電気分極は電界の変化に対して遅れがあり，誘電率は複素数で表されます

$$\dot{\varepsilon} = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad \cdots\cdots (A\text{-}2)$$

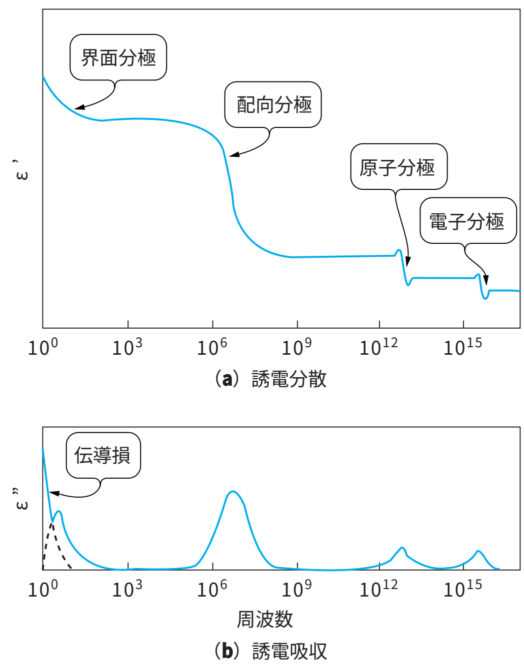
図12の誘電体コンデンサには，本文の**図11**のように，損失電流I''と，90 °位相が進んだ充電電流I'が流れ，I''とI'の比は誘電正接（tan δ）と呼ばれます（δは損失角）．

$$\tan\delta = |I''|/|I'| = \varepsilon''/\varepsilon' \quad \cdots\cdots (A\text{-}3)$$

誘電体のインピーダンスは$1/\omega\varepsilon$で表されます．電力損は$\omega\varepsilon \tan\delta V^2$で表されるので，tan δ（あるいは$\varepsilon''$）が小さいほど損失は小さくなります．

また誘電体で吸収される電力Pを表す式(2)は，電圧と電流の間の位相差をϕとして，力率を表す$\cos\phi$がかけられています．$\cos\phi = \sin\delta$ですが，δが小さいときは$\tan\delta$　$\cos\phi$となり，誘電正接は誘電力率とも呼ばれます．

ε'とε''の周波数依存性は，一般に**図A-1**のような変化になります[9]．生体組織だけでなく基板の誘電体材料についても，動作周波数における特性値を使ってモデリングしないと波長短縮の効果や損失を正確に反映できないので，測定結果と合わなくなるでしょう．



図A-1　ε'とε''の周波数依存性
一般的な傾向を示す．

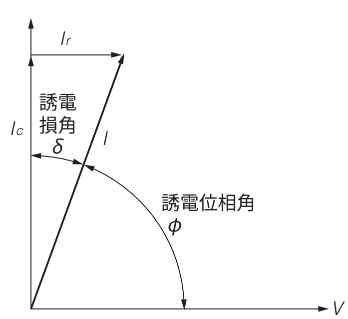


図11
誘電損角と誘電位相角
等価回路に電流Iが流れているときの，Cに流れる電流I_cと，Rに流れる電流I_rの関係を示している．

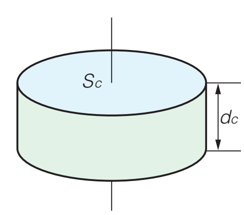


図12
コンデンサのモデル
S_cは電極の面積，d_cは電極の間隔．

ます．

$$P = |V||I|\cos\phi = |V||I_c|\tan\delta \quad [\mathrm{W}] \quad \cdots\cdots (2)$$

ここでI_cは，

$$|I_c| = 2\pi f C|V| = \omega C|V| \quad [\mathrm{A}] \quad \cdots\cdots (3)$$

ですから，Pは次の式で表されます．

$$P = \omega C|V|^2 \tan\delta \quad [\mathrm{W}] \quad \cdots\cdots (4)$$

容量Cは**図12**のようなコンデンサを考えれば，

$$C = \varepsilon_C \frac{S_C}{d_C} \quad [\mathrm{F}] \quad \cdots\cdots (5)$$

ε_C：誘電率，S_C：電極の面積［m^2］，

d_C：電極間隔［m］

ですから，式(4)は，

$$P = \omega \cdot \varepsilon_C \frac{S_C}{d_C} V^2 \cdot \tan\delta$$

$$=\omega\cdot\varepsilon_C\left(\frac{V}{d_C}\right)^2 d_C S_C\cdot\tan\delta \quad [\mathrm{W}] \quad \cdots\cdots(6)$$

となります．

式(6)の物理的な意味は，V/d_c が電界 E，$d_c S_c$ が誘電体の体積を表しますから，次式のように，電界 E の中にある体積 $d_c S_c$ の誘電体内に吸収される電力です．これを単位体積当たりの電力吸収量 P' で表せば，

$$P' = \omega\cdot\varepsilon_C E^2\cdot\tan\delta \quad [\mathrm{W/m^3}] \quad \cdots\cdots(7)$$

ですから，単位質量当たりの電力吸収量を得るために，生体組織の密度 ρ [kg/m³] で割って，ついにSARが得られました．

$$SAR=\frac{\omega\cdot\varepsilon_C E^2\cdot\tan\delta}{\rho} \quad [\mathrm{W/kg}] \quad \cdots\cdots(8)$$

図11で tan δ を誘電正接（p.95のコラム「誘電体損を表すtan δ」を参照）といい，次の式で求められます．

$$\tan\delta=\frac{\sigma}{\omega\cdot\varepsilon_C} \quad \cdots\cdots(9)$$

式(9)を式(8)に代入すれば，最初の式(1)になります[6]．

● シミュレーション事例

電界強度がわかればSARを計算できることがわかりました．アンテナの近傍にできる電磁界の分布は，アンテナの寸法と形状によって決まりますが，自由空間にあるダイポール・アンテナでさえ，その近傍界を完ぺきに理論で解くことは困難です（本誌2005年3月号，pp.88-96の連載第9回を参照）．アンテナを頭部に近づければ，問題はさらに複雑になります．

しかし人体実験はできませんから，電気的な特性を人間に模したファントム[注3]を使ったSARの実測(?)が普及しています．また，最近は3次元CADの機能を持つ電磁界シミュレータを使ってSARを評価する方法も研究されており[7],[8]，人体モデルの精密なデータを販売する企業もあります[注4]．

電磁波が特定部位に入射する場合は，電波防護指針[注5]の中に「局所吸収指針」が示されており，「おもに身体にきわめて近接して使用される無線機器等から発射される電磁波により，身体の一部が集中的に電磁界にさらされる場合において，基礎指針に従った詳細評価を行うために使用する指針をいう」と定義されています．

また，眼球に限っては「3GHz 以上の周波数においては，眼への入射電力密度（6分間平均値）が10mW/cm² 以下であることが望ましい」という基礎指針が，参考として述べられています．そこで**図7**の頭部モデルに，入射電力密度5mW/cm² の電磁波を照射したときの，眼球中心部のSARをMicro-Stripesで求めてみました．

生体組織（biological tissues）は，**図9**で示したDebye materialsの画面で設定します．ライブラリを開いて臓器の名まえをクリックするだけで，周波数依存性のある誘電率を指定できます．また中央のDensityは生体組織の密度 ρ で，1050 [kg/m³] に設定しました．

図7のように携帯電話をモデリングして，実際の使用環境に近づけることもできますが，ここでは正面に平面波を照射して，妥当な値が得られるかどうかを試してみました．

図13は垂直方向（y 方向）の電界1V/mを励振したとき，眼球の中心を含む水平面で得た電界強度のカラー表示です（900MHz）．頭部中央に対称の壁（磁気壁）を設け，解析に使うメモリ量を節約したため，左半分が表示されています．顔は図の上を向いていますが，眼球付近の電界が強くなっているのがわかります．

表1によれば，眼球の比誘電率（900MHz）は約70と大きく，あたかも誘電体線路のように電界を強く誘い込むガイ

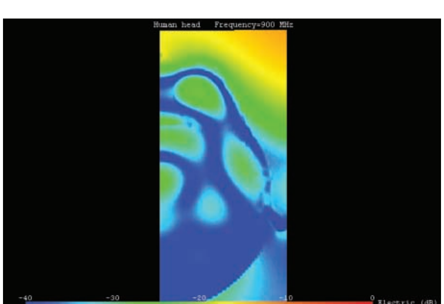


図13　水平面の電界強度（900MHz）
眼球の中心を含む垂直方向（y 方向）の電界1V/mを励振した場合の電界強度を示す．

注3：寸法，形状，電気的特性を人間に模した固体または液体で，SARの測定に用いる．ファントム（phantom）とは幻像の意味で，解剖学では人体模型を指す．

注4：ドイツのMedical Virtual Reality Studio社（http://www.mvrstudio.de/）では，いくつかの電磁界シミュレータで使える精細な人体モデルのデータを販売している．

注5：電波防護指針については，総務省総合通信基盤局，電波利用ホームページ，電波環境の保護（http://www.tele.soumu.go.jp/j/material/dwn/guide89.pdf）を参照．

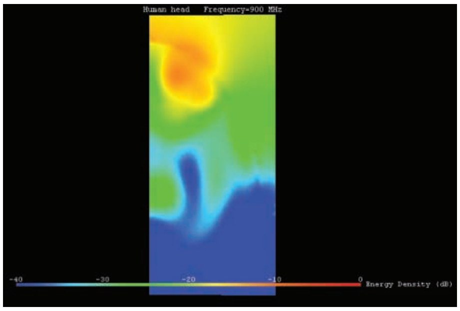


図14　ジュール換算のエネルギー密度
図13の同じ位置のもの．

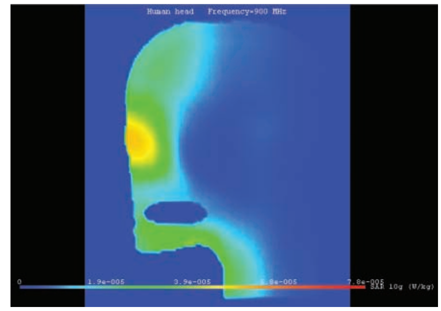


図15　SARの表示
横顔にしたときに眼球の中心を通る平面で得た．眼球の中心では約6 × 10^{-5} W/kgで，これは5mW/cm^2換算で約1.1W/kgである．

ドになっていることがわかります．**図14**は，同じ位置におけるジュール換算のエネルギー密度表示で，顔面付近や眼球にエネルギーが集中しています．

図15はSARの表示です．横を向いたときに眼球の中心を通る平面で得た値を示しています．表示スケールから読むと，眼球の中心では約6 × 10^{-5}W/kgです．これは解析空間の縦23cm，横20cmの領域に1V/mの電界を励振したときの結果ですから，入射電力密度を5mW/cm^2としたときに換算する必要があります．

モデルの解析空間を通過する電力は，ポインティング電力（連載第9回を参照）から，

$$1\,[\mathrm{V/m}] \times (1/377)\,[\mathrm{A/m}] = 2.65 \times 10^{-3}\quad [\mathrm{W/m^2}]$$

です．これはまた2.65 × 10^{-7}W/cm^2なので，5mW/cm^2換算では1.9 × 10^4倍して，SARは1.1W/kgになりました．眼球に限った入射電力密度の基礎指針は3GHz以上の周波数における値ですが，900MHzにおける結果は，電波法の基準値「毎kg当たり2W以下」になりました．

まとめ

人体は周波数依存性のある誘電体としてモデリングできます．誘電体は誘電損失がありますから，電磁波を照射するとエネルギーの一部が熱に変換されます．このほか細胞や遺伝子への作用が医学的に研究されていますが，SARだけでは議論できない分野なので，ここでは扱いませんでした．熱効果に限っても，自覚できるほど強い電磁エネルギーを受けるのは気持ちの良いものではありません．電磁界シミュレータを駆使して低SARを実現することが，ユビキタス・システムを推進する開発者に求められています．次回はその設計事例を学びます．

参考・引用*文献

(1) 小暮裕明；電磁界シミュレータで学ぶ高周波の世界，CQ出版社，2003年（第6版）．
(2) 黒木太司，我妻壽彦，米山 務；NRDガイド技術を用いたミリ波車載レーダ，電子情報通信学会誌，pp.765-769，Vol.87，No.9，2004．
(3) 小暮裕明；共振によるトラブルを探る ―パッケージやハウジングの共振問題―，電磁界ソフトで何がわかるか（第16回），pp.129-136，Design Wave Magazine，2002年3月号．
(3) 電子通信学会編；アンテナ工学ハンドブック，オーム社，1980年（第1版）．
(4) 小暮裕明；コンパクト・マグネチック・ループの理論と実際，pp.49-72，HAM Journal，1994年9，10月号，No.93．
(5) 福田正樹，小暮裕明，中野英樹，越地耕二，周英明；金属装身具を装着した人体頭部モデルの電磁界シミュレーション，第25回電子情報通信学会大会，1997年5月．
(6) 柴 建次；体内埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システムに関する研究，平成11年度博士論文，東京理科大学大学院 理工学研究科 電気工学専攻．
(7) Volker Hombach，Klaus Meier，Michael Burkhardt，Eberhard Kuhn，Niels Kuster；The Dependence of EM Energy Absorption Upon Human Head Modeling at 900 MHz，pp.1865-1873，IEEE Trans. on MTT，Vol.44，No.10，Oct. 1996．
(8) So-ichi Watanabe，Masao Taki，Toshio Nojima，Osamu Fujiwara，Characteristics of the SAR Distributions in a Head Exposed to Electromagnetic Fields Radiated by a Hand-Held Portable Radio，pp. 1874-1883，IEEE Trans. on MTT，Vol.44，No. 10，Oct. 1996．
(9) 電子情報通信ハンドブック，第1分冊，電子情報通信学会ハンドブック委員会，オーム社，1988年．

こぐれ・ひろあき
小暮技術士事務所・技術士（情報工学部門）
http://www.kcejp.com/